

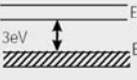
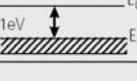


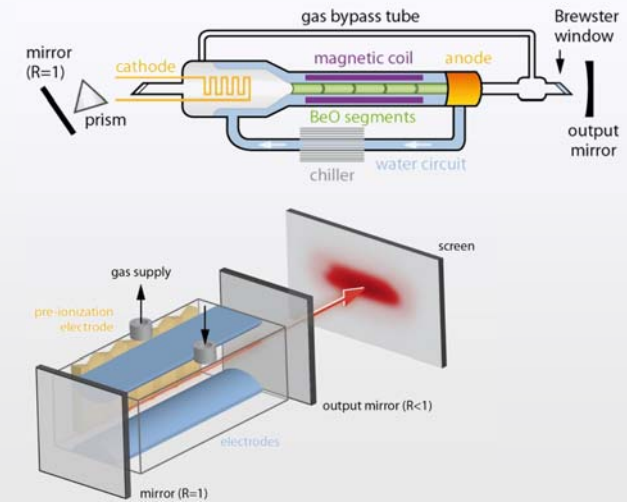
Gain-Medien zur Erzeugung von Laserlicht

Aktive Medien zur Erzeugung von Laserlicht

Aktives Medium	Inversion durch Anregung von	Laser
 <p>Atome Ionen</p>	Elektronen	He-Ne Ar-Ionen
 <p>Moleküle</p>	Vibration Rotation	CO ₂
 <p>Isolator mit Fremdatomen</p>	Elektronen (Pumpband)	Nd:YAG
 <p>Halbleiter</p>	Elektronen im Leitungsband	GaAs-Injektionslaser

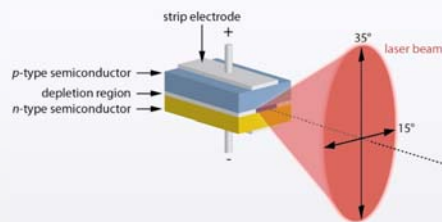
Lasertypen

Gas-Laser:

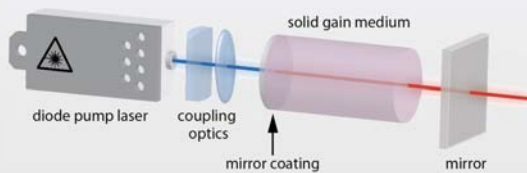


Lasertypen

Halbleiter-Laser:



Festkörper-Laser:



Lasersysteme in der Medizintechnik: CO₂-Gaslaser

CO₂-Laser

Unterschied zu anderen Lasern:

Atome im elektrischen Grundzustand

→ Laserniveaus sind Vibrations- und Rotationsniveaus

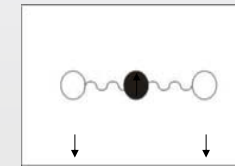
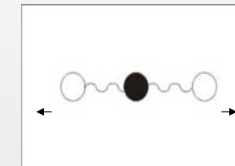
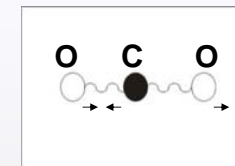
Typische Energien:

elektronische Übergänge	1 - 10 eV	UV-NIR
Vibrationsübergänge	0,1 - 2 eV	MIR
Rotationsübergänge	10 ⁻⁵ - 10 ⁻³ eV	FIR

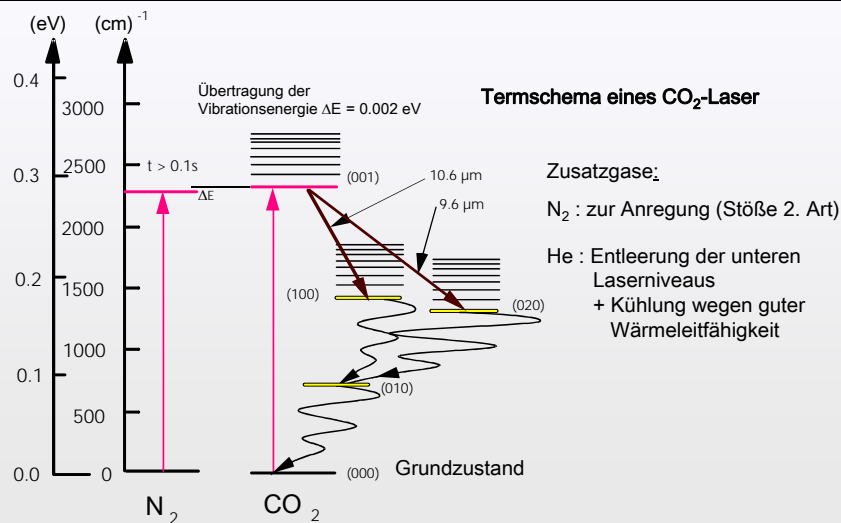
hoher Wirkungsgrad elektrisch / optisch : ~ 30 % bis zu 100 kW (cw-Betrieb) bzw. 100 kJ (gepulst)

CO₂-Laser: Schwingungstypen

- asymmetrische Streckschwingung (001) oberes Laserniveau
- symmetrische Streckschwingung (100) unteres Laserniveau 1
- Knickschwingung (020) unteres Laserniveau 2

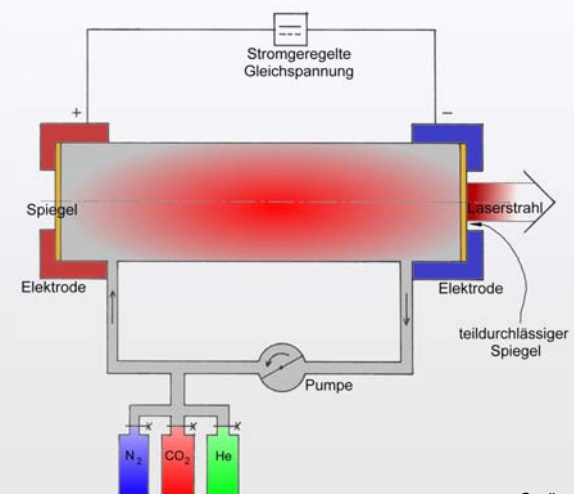


CO₂-Laser: Laser-Niveaus



Geströmter Hochleistungs-CO₂-Lasers

Funktionsprinzip

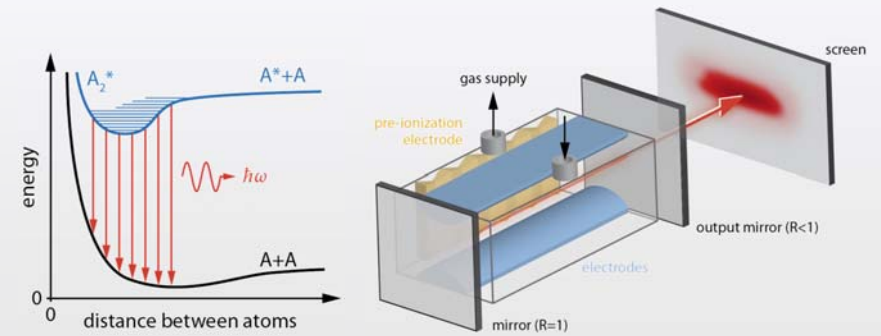


Quelle: de.wikipedia.org

Lasersysteme in der Medizintechnik: Excimer-Laser

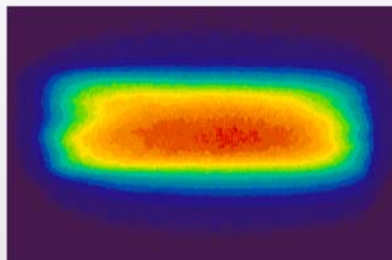
Excimer-Laser

- Übergang liegt im ultravioletten Spektralbereich (UV)
- Übergang ist breitbandig ($\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$)
- 4-Niveau-System, da Grundzustand praktisch unbesetzt

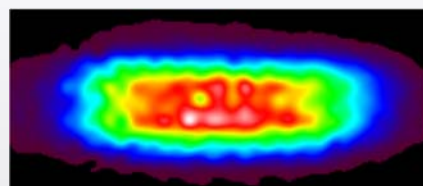


Excimer-Laser : typische Strahlprofile

Fernfeld



Nahfeld



Excimer-Laser : Typen und Systemdaten

Excimer	Bereich	Wellenlänge in [nm]	Lebensdauer in [ns]	Pulsbreite [ns]
XeF		351	12 - 19	
XeCl		308	11	
XeBr		282	12	
KrF	UV	248	6.5 - 9	25
ArF	DUV	193	4.2	15
				12
F ₂	DUV	157		9
Ar ₂	DUV	126		9

Lasersysteme in der Medizintechnik: Halbleiter-Laser

Einschub: Bändermodell der Festkörper

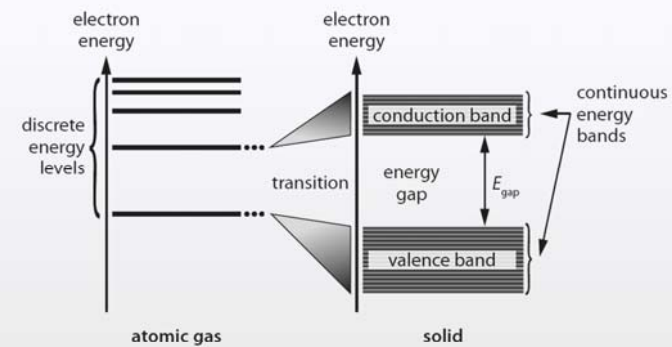
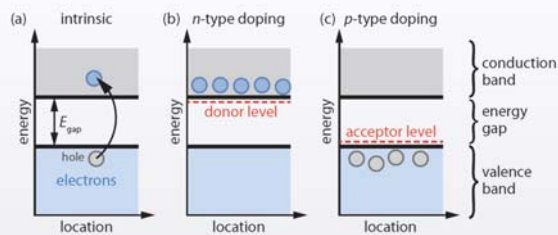


Figure B.18 Formation of electronic energy bands in solids. As the separated atoms (left) are arranged periodically to form a solid (right), the energy levels start to overlap with each other. This causes strong interactions and, thus, the formation of broad energy bands. Optical transitions between them appear over a continuous spectral range rather than for discrete wavelengths. For the description of optical properties of solids, the highest energy bands (valence and conduction bands) are of particular interest.

Halbleiter-Laser: Bandstruktur

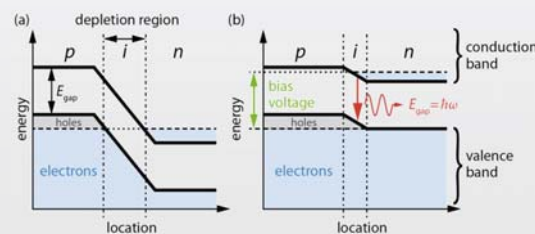
Bandstruktur von

- a) Reinen Halbleitern
- b) n-dotierten Halbleitern
- c) p-dotierten Halbleitern



Bandstruktur einer p-i-n Diode

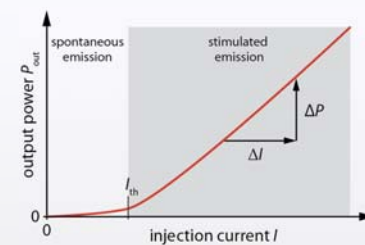
- a) ohne Vorspannung
- b) mit Vorspannung



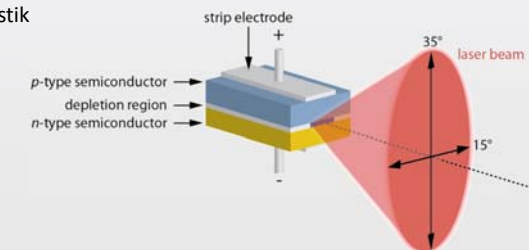
Bandverbiegung
Bandshift durch Spannung
p- und n-Träger in gleicher räumlicher Region

Halbleiter-Laser

Abhängigkeit von Injektionsstrom und Ausgangsleistung:



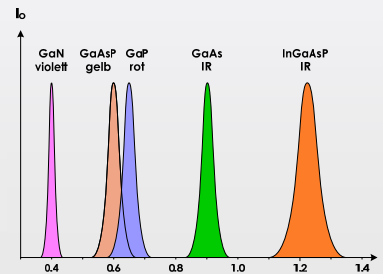
Aufbau und Abstrahlcharakteristik eines Diodenlasers:



Halbleiter-Laser: Spektrum

- Typische Spektralbreiten :
 - 35 nm im IR
 - 6 nm im Violetten
- Spektrale Lage abhängig von Halbleiter-Material

Category	Gain Medium	Operation Mode	Wavelength	cw Output Power (W)
Gallium-arsenide laser	GaAlAs	cw/p	650 – 880 nm	10 ¹
	InGaAsP	cw/p	630 – 2000 nm	10 ¹
	InGaAs	cw/p	904 – 1065 nm	10 ¹
	InGaAs	cw/p	1.27 – 1.33 μm	10 ¹
	InGaAs	cw/p	1.43 – 1.57 μm	10 ¹
Gallium-nitride laser	InGaN	cw/p	370 – 493 nm	10 ⁻¹
Gallium-phosphite laser	InGaAlP	cw/p	630 – 685 nm	10 ⁻¹



Achtung:

Light-Emitting Diode (LED):

The light-emitting diode (LED) is a forward-biased p-n diode whose light emission is based on spontaneous processes. The wavelength (color) of the emitted light is determined by the energy gap of the used semiconductor. Typically, the spectral width is broader than that of a corresponding laser source. Compared to "classic" light sources (e.g., light bulbs), LEDs have a lower energy consumption, longer lifetime, improved physical robustness, and smaller size.

Lasersysteme in der Medizintechnik: Festkörper-Laser

Festkörper-Laser

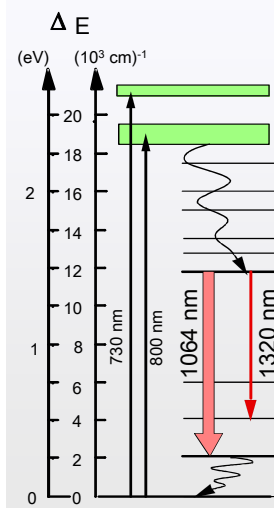
Grundprinzipien:

- Dotiere Ionen in einen Isolator-Kristall
- Optisches Pumpen mittels Blitzlampen, Halbleiter-Lasern oder anderen Laserquellen
- In Festkörper-Gain-Medien kann viel Energie gespeichert werden. Gründe:
 - Lebenszeit im oberen Laser-Niveau der Ionen hoch
 - Bandbreite der Gain-Medien in der Regel sehr hoch
- Wegen Zeit-Bandbreiten-Produkt

$$\tau \Delta\omega > 2\pi$$

folgen daher sehr kurze Pulsdauern (fs-Bereich!)

Festkörper-Laser: Nd:YAG



Pumpwellenlänge: 700 / 800 nm
 Laserwellenlänge: 1064 nm (1,17 eV)
 Lebensdauer oberes Laserniveau (4F2/3) t = 240 μs
 Wirkungsgrad: Lampe: 0,4 % Diode: > 6 %

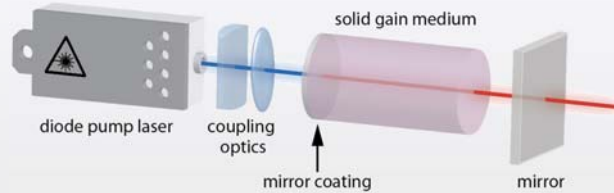
YAG = Wirtskristall
Yttrium-Aluminium-Granat
 - guten optische Eigenschaften
 - hoher Wärmeleitfähigkeit

Im Nd:YAG Laser sind ca. 1% der Y³⁺-Ionen durch Nd³⁺-Ionen ersetzt

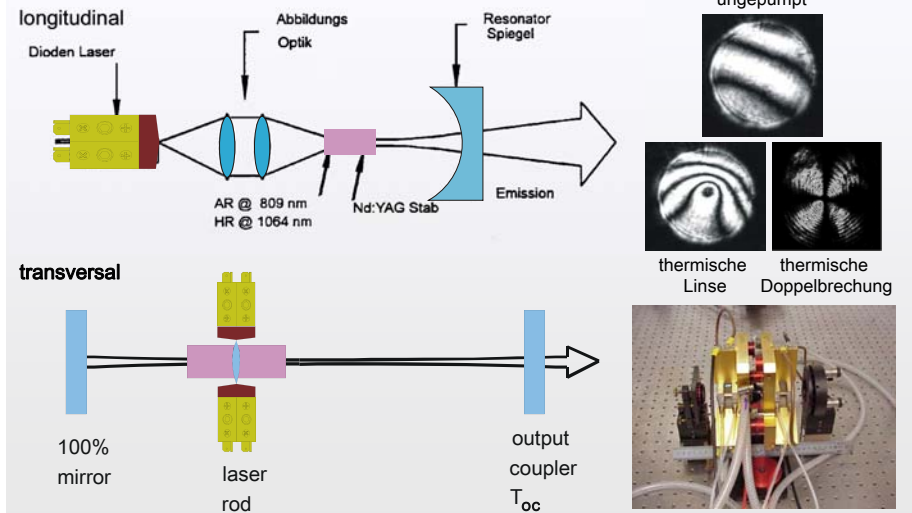
Termschema Nd:YAG-Lasers

Festkörper-Laser: Nd:YAG

Typischer Aufbau eines Dioden-gepumpten Festkörperlaser:



Festkörper-Laser: Beispiele der Pump-Geometrie



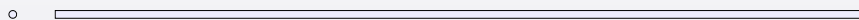
Festkörper-Laser: Geometrie des Gain-Mediums

Ursprüngliche Form des aktiven Mediums von Festkörperlaser:

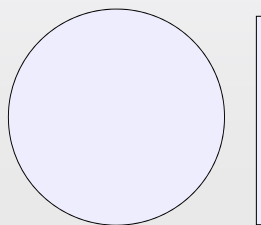
Stab:



1. **Extremfall:** maximale z-Ausdehnung = **Faser:**



2. **Extremfall:** maximale radiale Ausdehnung = **Scheibe:**



Festkörper-Laser: Eigenschaften der Faser- und Scheibenlaser

Laser Type	Advantages	Challenges
Fiber laser	<ul style="list-style-type: none"> Efficient cooling Compact design Few mechanical components Large bandwidth High pump efficiency High beam quality 	<ul style="list-style-type: none"> Output power limited by non-linear effects Fiber might be destroyed at high power Chromatic dispersion
Disk Laser	<ul style="list-style-type: none"> Efficient cooling Compact design High pump efficiency Beam quality and pump efficiency independent from output power 	<ul style="list-style-type: none"> Substantial losses due to spontaneous emission in transverse direction

Festkörper-Laser: Beispiele für Medizinlaser

Category	Gain Medium	Operation Mode	Typical Pulse Duration	Wavelength	Typical cw Output Power (W)
Glass laser	Nd:SiO ₂	ml	0.1 – 100 ns	1.06 μm	–
Ruby laser	Cr:Al ₂ O ₃	cw/qs	1 – 250 μs	694 nm	10 ⁰
Titanium-sapphire laser	Ti:Al ₂ O ₃	cw/qs/ml	0.05 – 100 ps	670–1130 nm	10 ⁰
Vanadate laser	Nd:YVO ₄	cw/qs/ml	0.1 – 10 ns	1.06 μm	10 ⁺¹
YAG laser	Yb:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/qs/ml	0.5 – 1000 ns	1.05 μm	10 ⁺¹
	Nd:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/qs/ml	0.1 – 250 μs	1.06 μm	10 ⁺²
	Nd:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/qs/ml	0.1 – 250 μs	1.12 μm	10 ⁺⁰
	Nd:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/qs/ml	0.1 – 250 μs	1.32 μm	10 ⁺¹
	Ho:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/ml	0.1 – 250 μs	2.08 μm	10 ⁺¹
	Er:Y ₃ Al ₅ O ₁₂	cw/ml	0.1 – 250 μs	2.94 μm	10 ⁺¹

Lasert-Gewebe-Wechselwirkung

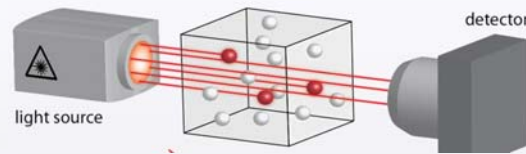
Allgemeine Wechselwirkung von Licht mit Materie

Absorption:

Absorptionskoeff.: $\mu_a(\lambda)$

Eindringtiefe: $\delta_a = \frac{1}{\mu_a(\lambda)}$

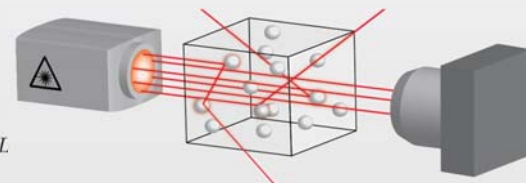
Lambert-Beer: $I = I_0 e^{-\mu_a(\lambda) L}$



Streuung:

Streukoeffizient: $\mu_s(\lambda)$

Streuverlust: $I = I_0 e^{-\mu_s(\lambda) L}$



Allgemeine Wechselwirkung von Licht mit Materie

Extinktionskoeffizient: $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ beschreibt Gesamtabschwächung.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_t z}$$

Albedo durch Streuvermögen: $A = \frac{\mu_s}{\mu_t} = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s}$

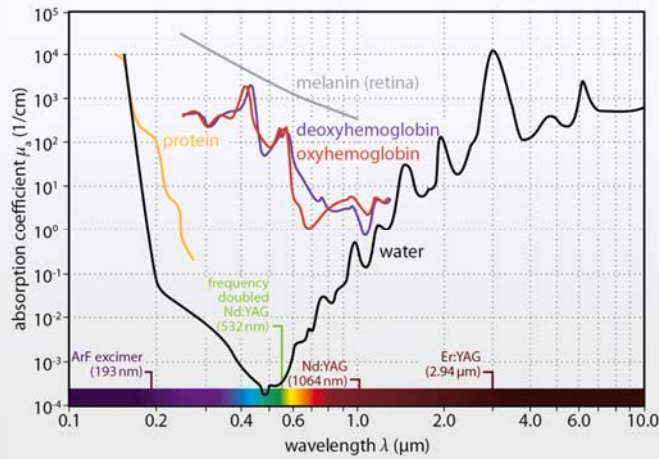
(A = 0, nur Absorption; A = 1, nur Streuung)

Die **mittlere freie Weglänge** ist die Tiefe, in der die Intensität der Strahlung auf 1/e (T = 37%) abgeschwächt wurde.

$$\delta_a = \frac{1}{\mu_a}$$

Wahrscheinlichkeit Photon in einer Tiefe von $2 \delta_a$ zu finden ist 13%
 $3 \delta_a$ " " 5%
 $4 \delta_a$ " " 2%

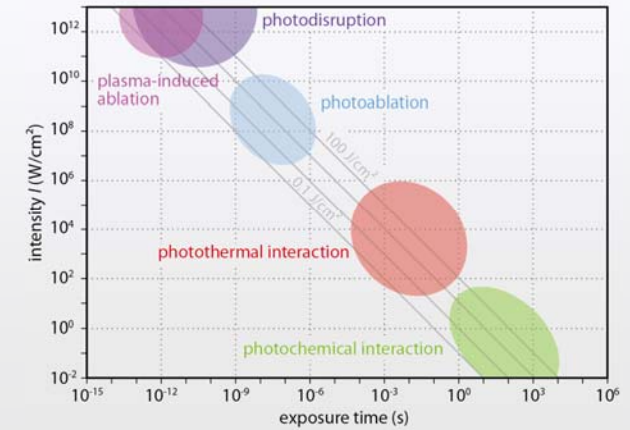
Lichtabsorption in Gewebe



UV / VIS – Absorber: Proteine, Hämoglobin, Melanin, etc.

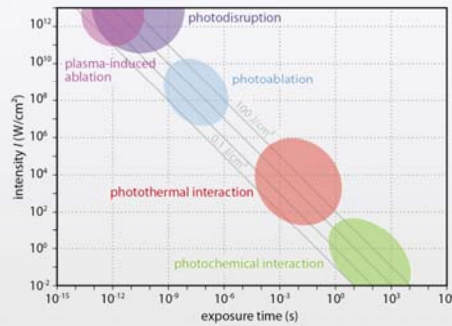
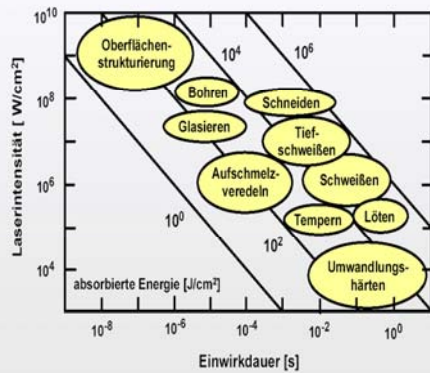
FIR / NIR – Absorber: Wasserabsorption in Gewebe. Anregung der Schwingungsbanden (O-H, N-H, C-H)

Arten der Licht-Gewebe-Wechselwirkung

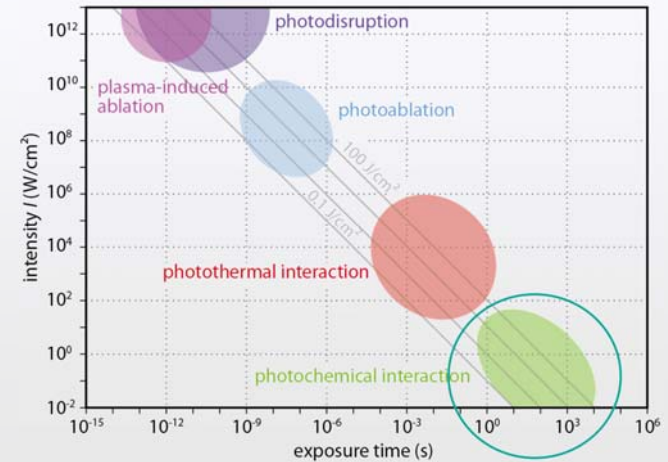


Materialbearbeitung vs. Licht-Gewebe-Wechselwirkung

Bearbeitungsverfahren mit Laserstrahlung

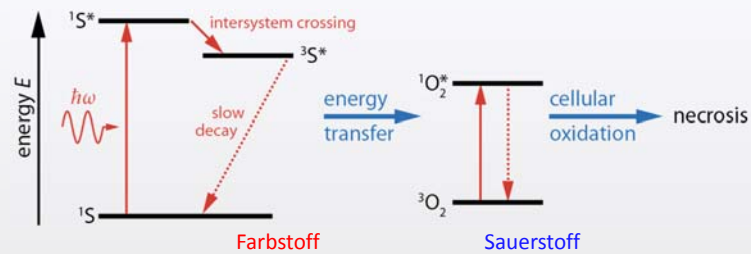


Photochemische Wechselwirkung



Photochemische Wechselwirkung: Beispiel PDT

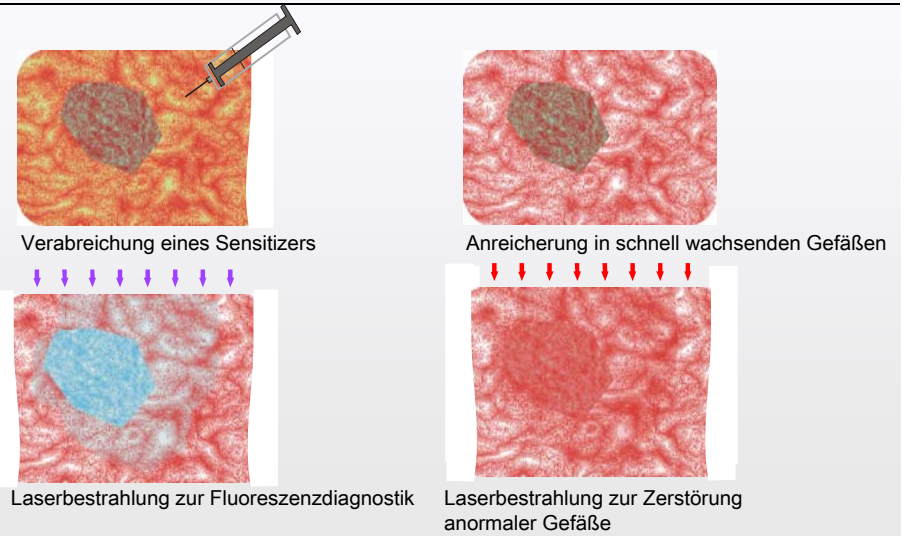
Photosensitive Oxidation in der photodynamischen Therapie (PDT):



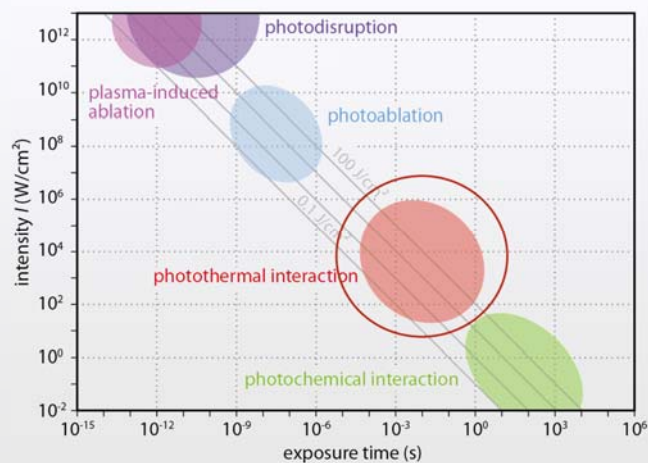
Chemische Reaktion:



Photochemische Wechselwirkung: Beispiel PDT



Photothermische Wechselwirkung



Photothermische Wechselwirkung

Der therapeutischen Wert der Hitzeanwendung war bereits in der Antike wohlbekannt.

*Was Medikamente nicht heilen können,
wird durch das Messer geheilt.*

*Was das Messer nicht heilen kann,
wird geheilt durch das Feuer.*

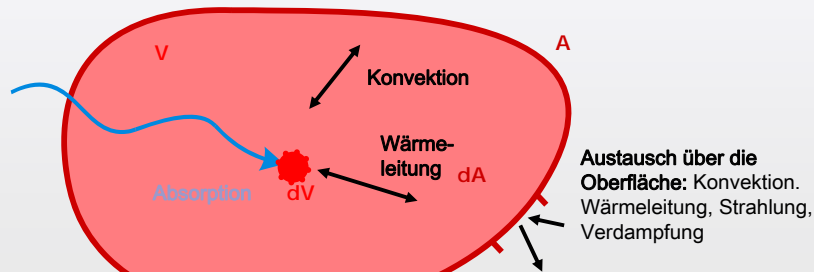
*Was wirkliches Feuer nicht heilen kann,
sollte als unheilbar gelten.*

Hippokrates (460 - 377 v.Chr.)

Photothermische Wechselwirkung

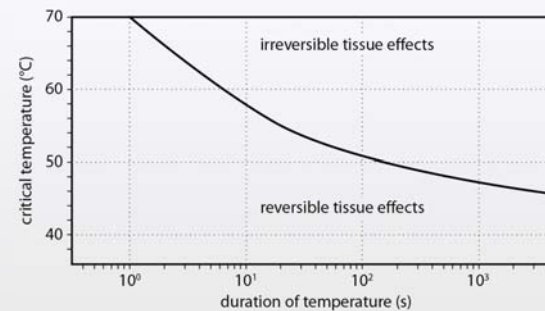
Der überwiegende Teil (nahezu 100%) der absorbierten Laserenergie wird innerhalb von ps...ns in Wärmeenergie umgewandelt.

Anschließende Wärmeverteilung mit Temperaturengleich.



Photothermische Wechselwirkung

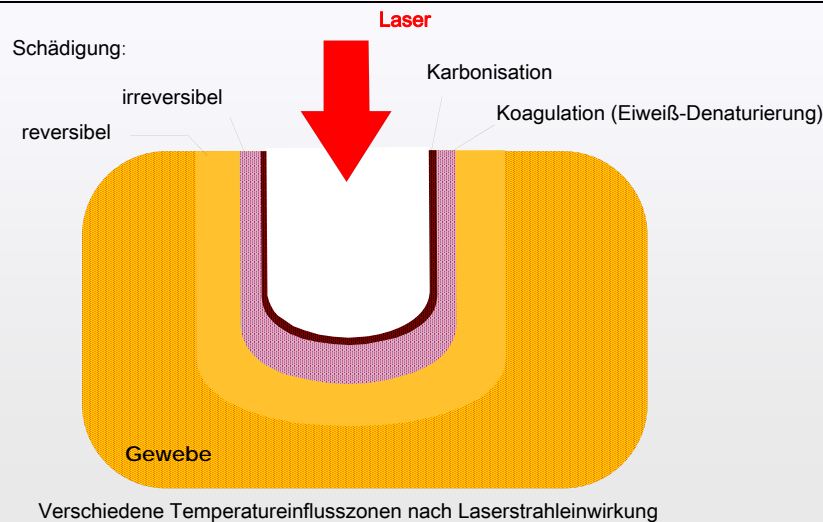
Ab einer bestimmten kritischen Temperatur und Einwirkungsdauer t_{exp} kommt es zu irreversiblen Veränderungen im Gewebe (Denaturierung bzw. Koagulation):



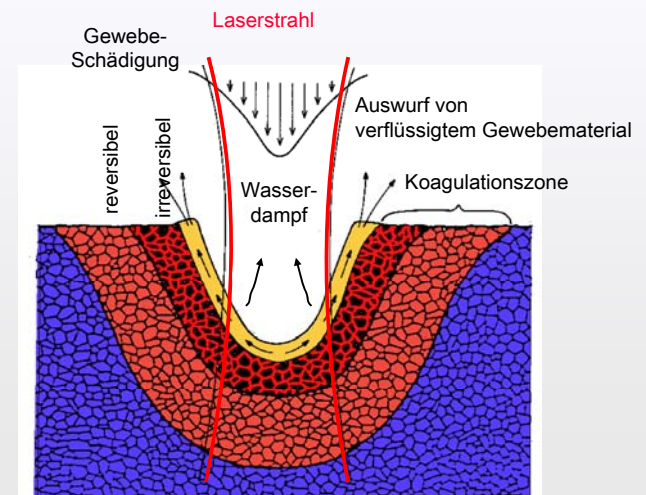
Thermische Eindringtiefe: $L_{tpd} = \sqrt{4\kappa t_{exp}}$ κ ist der Wärmeleitungskoeffizient

Thermische Relaxationszeit: $t_r = \frac{\delta_a^2}{4\kappa} = \frac{1}{4\mu_a^2 \kappa}$ κ in m^2/s

Photothermische Wechselwirkung: Temperatureinflusszonen

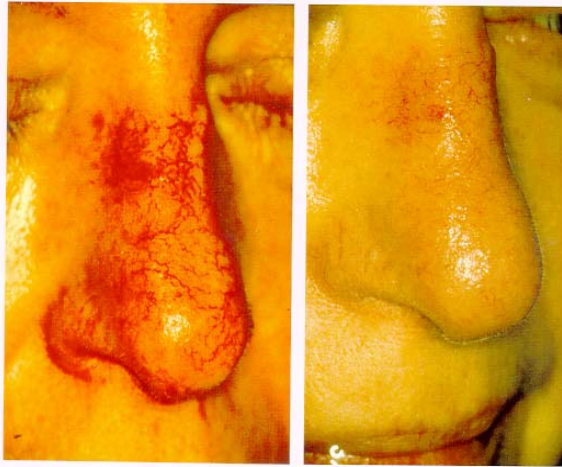


Photothermische Wechselwirkung: Vaporisation



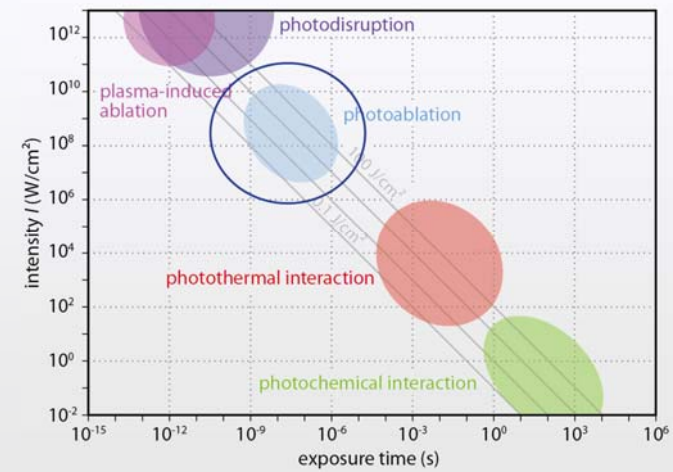
Photothermische Wechselwirkung: Beispiel

Vaskuläre Veränderungen bei photothermischer Wechselwirkung



Indikation: Teleangiektasien Nase
 Wellenlänge: 578 nm
 Fokusgröße: 1,2 mm
 Laserleistung: 3,0 W
 Technik: 100 ms Pulse
 Behandlungen: 1

Photoablation



Photoablation: Wechselwirkungsprozesse

Ablation durch Photodekomposition:

- **Aufbrechen molekularer Bindungen** in Proteinen und Kollagen durch WW mit kurzen UV-Laserpulsen
- Photonenenergie muss höher als Dissoziationsenergie der Molekularbindungen sein:

$$\frac{h}{2\pi} \omega = \frac{hc}{\lambda} > E_{diss} \quad \text{wobei } E_{diss} \text{ im Bereich von 3 bis 7eV liegt}$$

Photothermische Ablation:

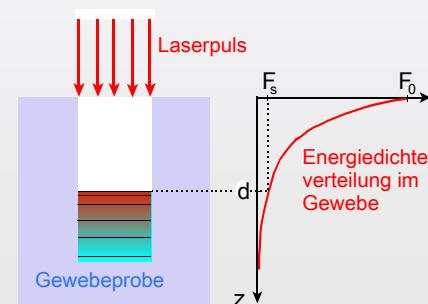
- **Plötzliches Verdampfen von Wasser** in Zellen durch MIR/FIR-Strahlung
- Aufplatzen der Zellen wie bei einer Explosion

In Realität liegen oft Mischformen beider WW-Prozesse vor.

Photoablation: Blow-off-Modell

Modellannahmen:

Es existiert eine Schwelle Φ_{th} unterhalb der kein Material verdampft und damit abgetragen werden kann:

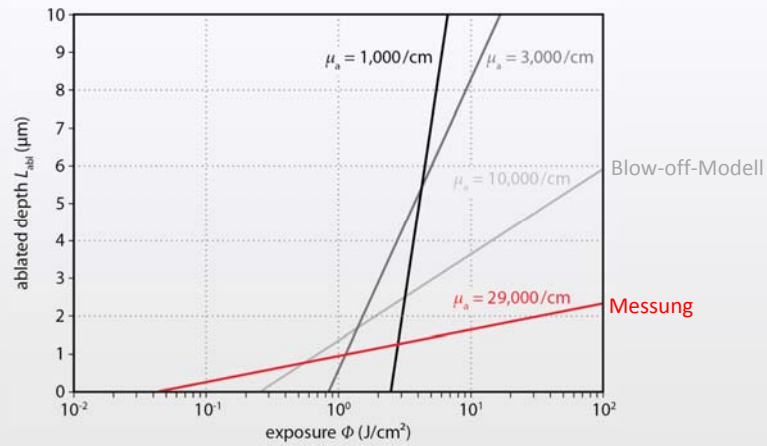


Für Pulselängen < 100ns und
 $\frac{h}{2\pi} \omega = \frac{hc}{\lambda} > E_{diss}$
haben wir Photodekomposition.

→ **Ablationstiefe:**

$$L_{abl} = \frac{1}{\mu_a(\lambda)} \ln \left(\frac{\Phi}{\Phi_{th}} \right)$$

Photoablation: Blow-off-Modell

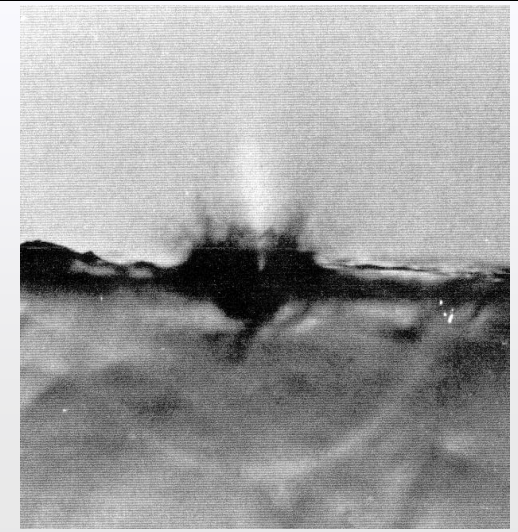


Photoablation

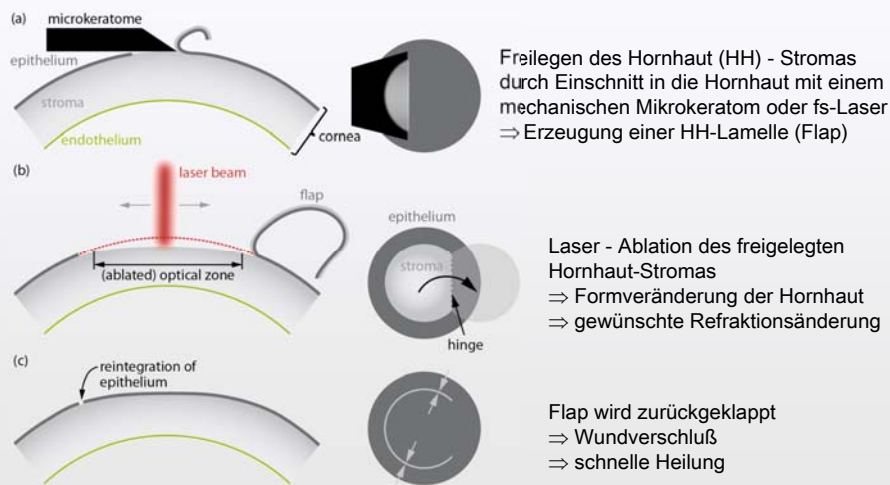
Definition Photoablation:

$$\tau_{\text{Laser}} < \tau_R$$

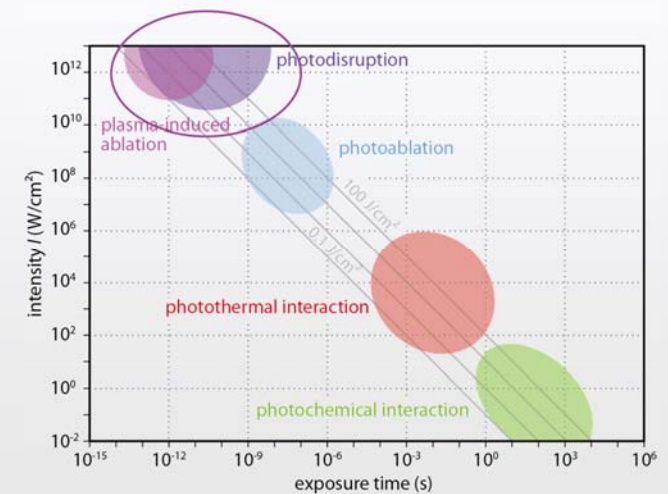
τ_R thermische
Relaxationszeit



Photoablation: Beispiel Laser *in-situ* Keratomileusis (LASIK)



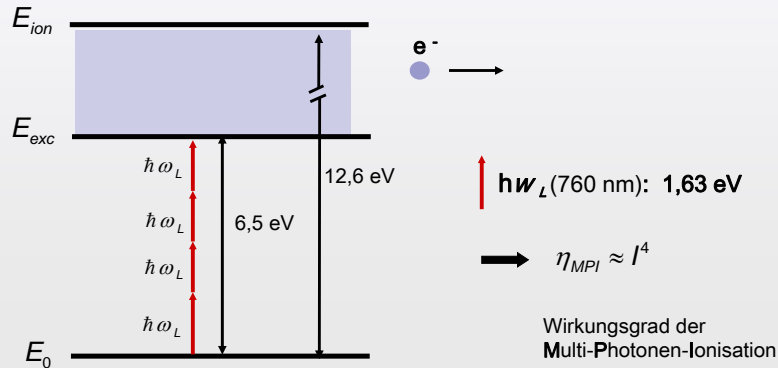
Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption



Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption: Optischer Durchbruch

SCHRITT 1:

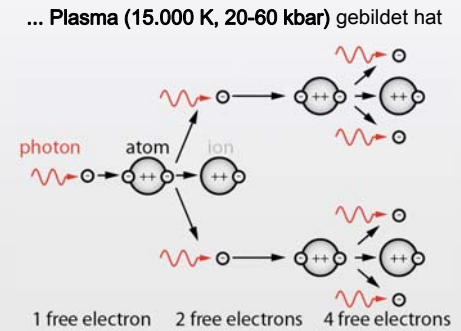
Oberhalb einer Lichtintensität von ca. 10^{11} W/cm² kommt es in **transparenten Gewebe-Medien** zu einem starken, nicht-linearen Anstieg der **Absorption** des Lichtes, begleitet von einem **weißen Lichtblitz**. Physikalische Ursache ist die **Multiphotonabsorption**.



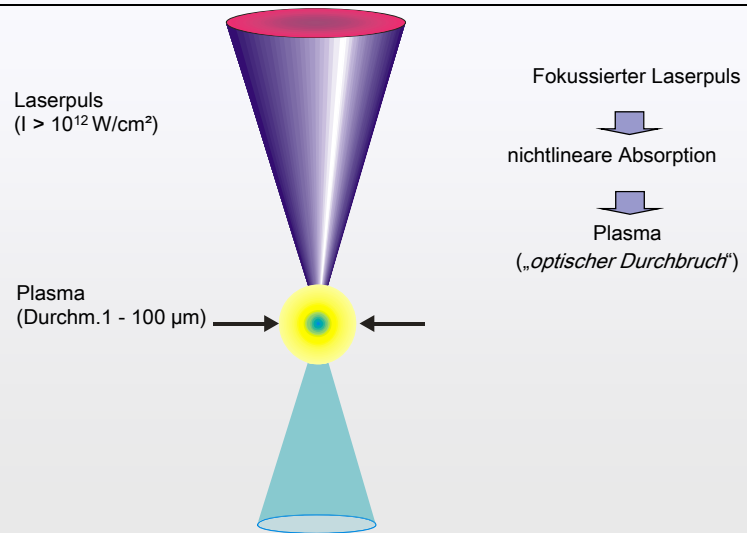
Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption: Optischer Durchbruch

SCHRITT 2:

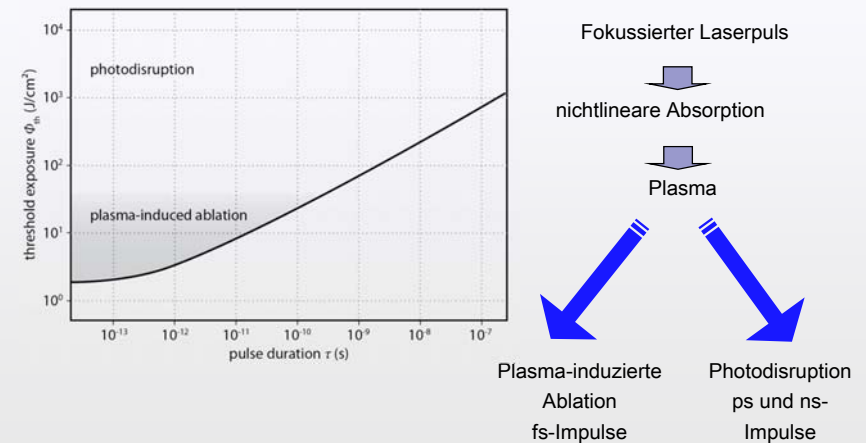
Es findet anschließend ein „**optischer Durchbruch**“ statt, bei dem ein **Plasma** gebildet wird. Startelektronen werden durch Photonenabsorption beschleunigt (inverse Bremsstrahlung) und erzeugen durch Stoßionisation ihrerseits Sekundärelektronen (Lawinenprozess) solange, bis sich ...



Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption: Optischer Durchbruch



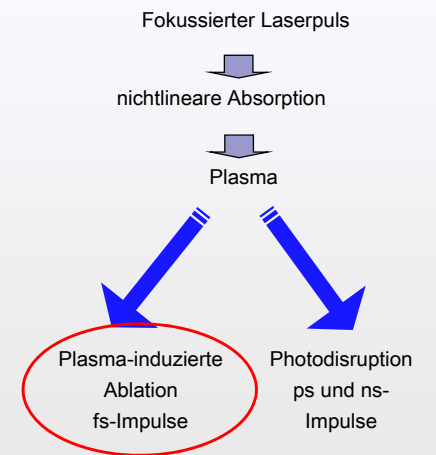
Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption: Übergangsbereich



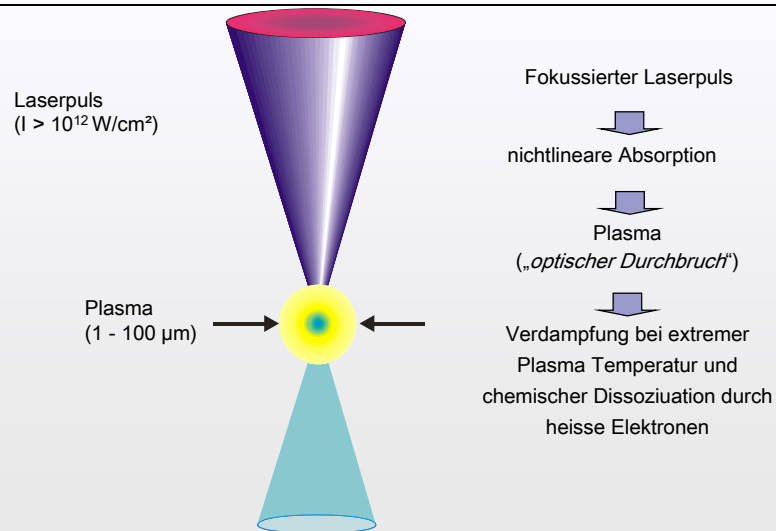
Plasma-induzierte Ablation

Plasma-induzierte Ablation

- Kurze Pulsdauer (fs), geringe Exposure knapp über Durchbruchschwelle
→ mechanische Wechselwirkungseffekte vernachlässigbar
- Innerhalb des Laserfokus wird Gewebe thermisch evaporiert (hohe Plasma-Temperatur, chemische Dissoziation)
- Reaktionsprodukte bilden kleine Gasblase, die vom Gewebe wieder resorbiert wird.
→ sehr präzise Schnitte möglich
- **ACHTUNG: Nicht mit Photoablation verwechseln!!** Photoablation beruht auf Einphotonen-Absorption; plasma-induzierte Ablation auf Mehrphotonenabsorption.



Plasma-induzierte Ablation

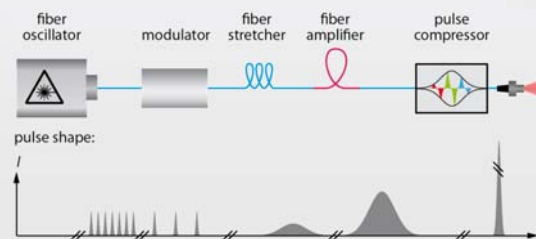


Plasma-induzierte Ablation: Beispiel fs-LASIK / ReLEX

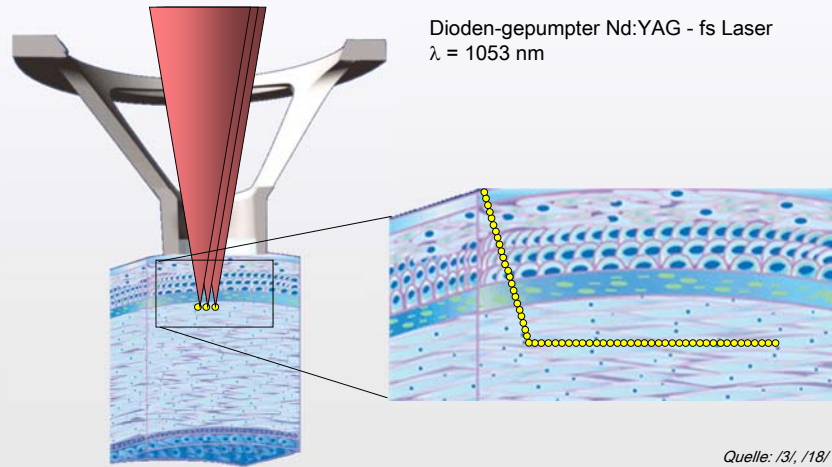
(VisuMax von Carl Zeiss)

nominal specifications	
center wavelength (nm)	1045
pulse energy (μJ)	2
pulse duration (fs)	500
repetition rate (kHz)*	200

* Repetition rate may be factory set between 100 kHz and 5 MHz with subsequent change in pulse energy and duration.

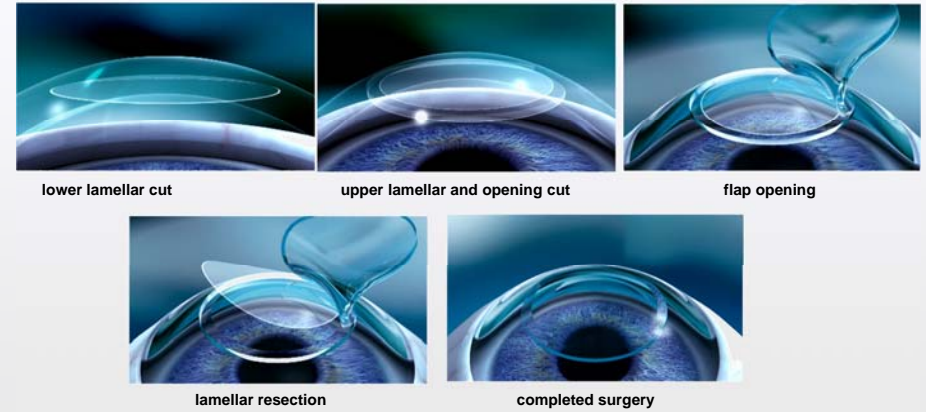


Plasma-induzierte Ablation: Beispiel Flap-Erzeugung für LASIK



Quelle: /3/, /18/

Plasma-induzierte Ablation: Beispiel ReLEx



lower lamellar cut

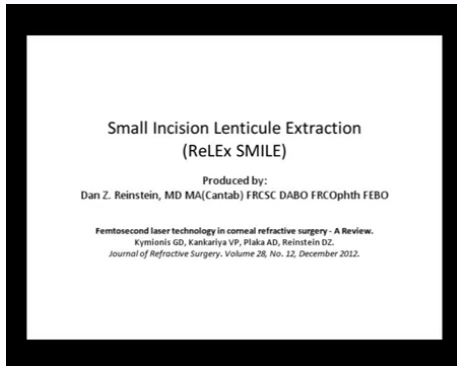
upper lamellar and opening cut

flap opening

lamellar resection

completed surgery

Plasma-induzierte Ablation



Beispiel ZEISS ReLEx SMILE

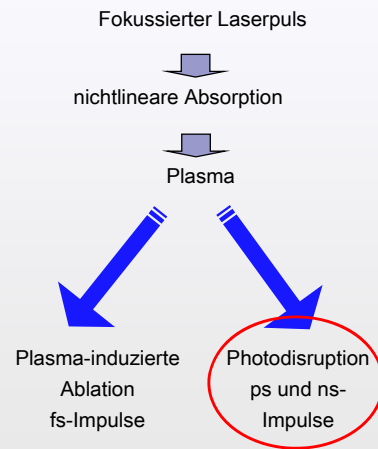
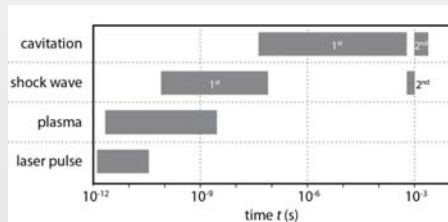
Beispiel Laser Cataract Surgery



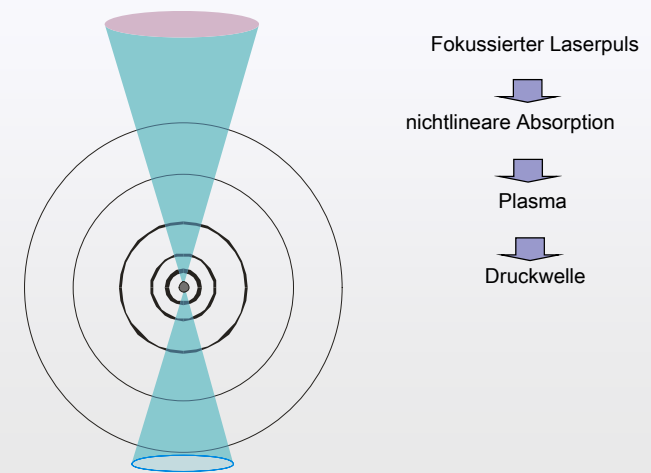
Photodisruption

Photodisruption

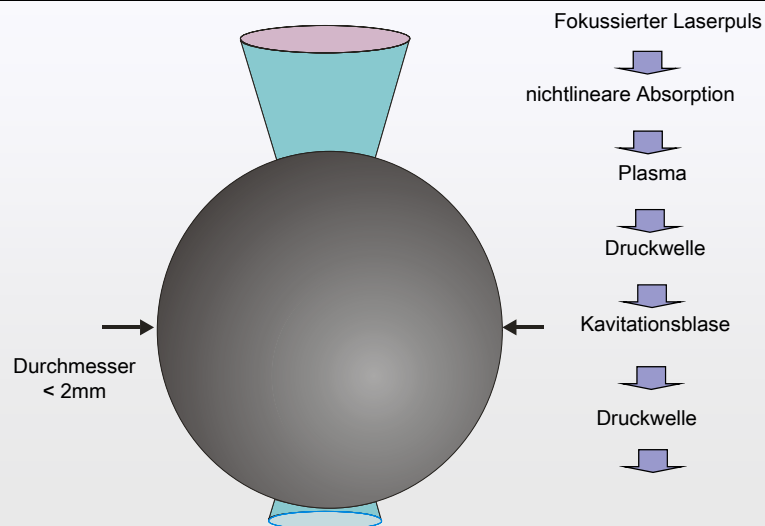
- Längere Pulsdauer (ps, ns), hohe Exposure
→ mechanische Wechselwirkungseffekte
- Es wird viel Energie ins Plasma „gepumpt“
→ Gasblase dehnt sich weit aus
- Mechanische Wechselwirkungs-Effekte:
 - Schockwellen durch Trennung von Elektronen und Ionen
 - Kavitation durch Überdruck in Gasblase
→ Gewebe wird weggedrückt
- Zeitliche Abfolge:



Prinzip der Photodisruption I



Prinzip der Photodisruption II



Photodisruption: Auswirkung auf das Gewebe

	ns	ps	fs
Intensität [10 ¹² W/cm ²]	0,05	0,5...1	5...10
Energiedichte [J/cm ²]	10...100	2...10	1...3
Pulsenergie [mJ]	100...10.000	1...5	0,5...3
Amplitude der akustischen Transiente (1mm Entfernung) [bar]	100...500	10...100	1...5
Durchmesser der Kavitationsblase [mm]	100...2.000	200...500	<80
Schwellwert der Exposure [J/cm ²]	10 ... 100	2 ... 10	1 ... 3

[0] own results

[1] Vogel et al. SPIE 3255, 34 (1988)

[2] Niemi et al. Lasers and Light in Ophthalmol 5(3), 149 (1993)

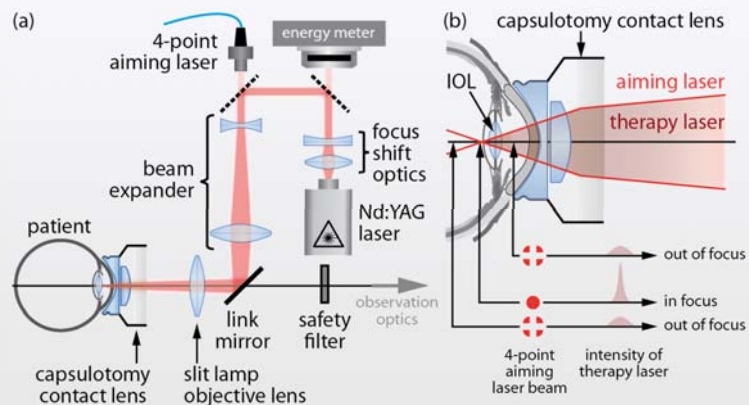
[3] Loesel et al. SPIE 2923, 118 (1997)

[4] Vogel et al. SPIE 1877, 312 (1993)

[5] Vogel et al. J. Acoust.Soc. Am. 100(1),148 (1996)

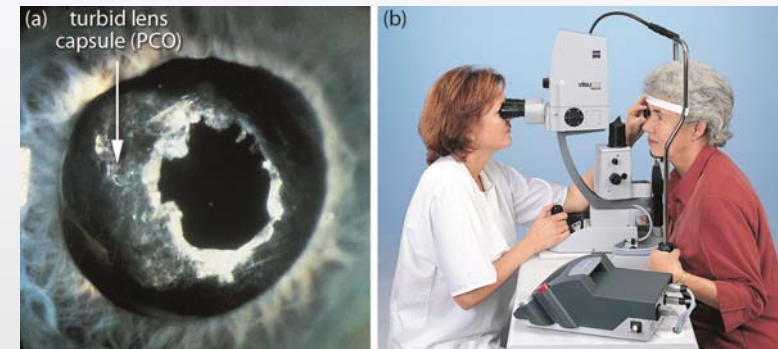
Photodisruption: Beispiel Posteriore Laserkapsulotomie

Setup zur Nachstar-Behandlung:



Photodisruption: Beispiel Posteriore Laserkapsulotomie

Aufreißen des posterioren Kapselsacks der Augenlinse:



P9.1 Penetration depth of lasers: Calculate the penetration depths for the following lasers in water and in blood-rich tissue: Nd:YAG laser, Nd:YAG (frequency doubled), and ArF excimer laser.

P9.2 Light-tissue interaction:

1. Which light-tissue interaction can only be realized by the use of lasers? For which interaction mechanisms can conventional (thermal) light sources be used alternatively?
2. What are the primary reasons for laser usage in medical therapy?

P9.3 Intensity:

1. Calculate the time average of the product of two trigonometric functions with equal frequencies. The time average is defined by

$$\langle a(t)b(t) \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T a(t)b(t) dt \tag{9.23}$$

in which

$$a(t) = \text{Re} \left(A e^{i\omega t} \right); \quad b(t) = \text{Re} \left(B e^{i\omega t} \right) \tag{9.24}$$

and $T = 2\pi/\omega$.

2. Show that the time average of the square of a function

$$a(t) = \text{Re}(V(t)) = \text{Re} \left(A_1 e^{i\omega t} + A_2 e^{-i\omega t} \right) \tag{9.25}$$

is given by

$$\langle a^2(t) \rangle = \frac{1}{2} \{ V(t)V^*(t) \} \tag{9.26}$$

3. A red diode laser ($\lambda = 700 \text{ nm}$) with 10 mW electrical power and 10% electrical efficiency is focussed on a $100 \mu\text{m}^2$ spot. Which photon fluence (number of photons per time and area) does this correspond to?

P9.4 Photocoagulation: Suppose you cook an egg in the pan. Why does the egg white turn from transparent to white?

P9.5 Plasma-induced ablation and photodisruption: Plasma-induced ablation and photodisruption are two kind of a laser-tissue interaction occurring at short irradiation times and high intensities. What do they have in common and what is different in the two processes?